

## ULTRASONIC DIAGNOSING DEVICE

**Publication number:** JP2124152 (A)

**Publication date:** 1990-05-11

**Inventor(s):** YOSHIMURA HIROYUKI +

**Applicant(s):** FUJI ELECTRIC CO LTD +

**Classification:**

- international: **A61B8/14; G01N29/22; A61B8/14; G01N29/22; (IPC1-7): A61B8/14; G01N29/22**

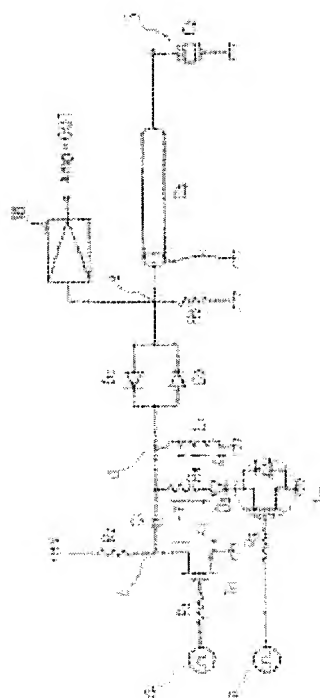
- European:

**Application number:** JP19880276203 19881102

**Priority number(s):** JP19880276203 19881102

### Abstract of JP 2124152 (A)

**PURPOSE:** To improve resolving power and to obtain scrupulous images by consuming the energy accumulated in an inductor with low resistance by a 1st switching means at the time of signal transmission and separating the inductor from an ultrasonic probe by a 2nd switching means at the time of signal reception. **CONSTITUTION:** This device is constituted by connecting a circuit consisting of a low resistance R4, a switching element Tr2 and a reverse current blocking diode D3 which blocks the passage of reverse current by a diode for protecting an FET if the Tr2 is the FET in series in parallel to the inductor L1 and inserting a circuit connected with diodes D1, D2 in reverse parallel between L1 and a coaxial cable C3. The transmission wave of the amplitude of two-fold (two-fold in positive and negative) the potential of a high-voltage power source for signal transmission is obtained by utilizing the surge voltage by the inductor in the 1st wave of the transmission wave. The energy accumulated in the inductor is consumed with the low resistance after one wave of the transmission wave, by which the one wave transmission eliminating the trailing of the transmission signal is enabled. On the other hand, the signal reception is enabled without deteriorating the frequency characteristic possessed by the ultrasonic probe at the time of signal reception, by which the waveform which decreases trailing in both the transmission and reception is formed.



Data supplied from the **espacenet** database — Worldwide

FC

## ⑫ 公開特許公報(A) 平2-124152

⑤ Int. Cl.<sup>5</sup>A 61 B 8/14  
G 01 N 29/22

識別記号

庁内整理番号

8718-4C  
6928-2G

④ 公開 平成2年(1990)5月11日

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全7頁)

⑭ 発明の名称 超音波診断装置

⑯ 特 願 昭63-276203

⑰ 出 願 昭63(1988)11月2日

⑱ 発 明 者 吉 村 弘 幸 神奈川県川崎市川崎区田辺新田1番1号 富士電機株式会社内

⑲ 出 願 人 富士電機株式会社 神奈川県川崎市川崎区田辺新田1番1号

⑳ 代 理 人 弁理士 並木 昭夫 外1名

## 明 細 書

## 1 発明の名称

超音波診断装置

## 2 特許請求の範囲

インダクタに流れる電流値を急激に変化させて得られるサージ電圧を用いて超音波探触子を励振する一方、被検体より反射される超音波を該探触子を介して受信する送受信手段を少なくとも有してなる超音波診断装置において、

送信時には送信波の第1波後に前記インダクタの両端を短絡する第1のスイッチング手段と、

受信時には該インダクタを分離する第2のスイッチング手段と、

を設けたことを特徴とする超音波診断装置。

## 3 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

この発明は、電氣的に制御することにより超音波を収束し、走査し、被検体としての人体内部での超音波の反射を利用して被検体の断層面を可視化する超音波診断装置に関する。

## 〔従来の技術〕

この種の超音波診断装置の一般的な回路構成を図5図に示す。この図において、1Aは超音波診断装置の全体を制御するデジタルスキャンコンバータ(以下、略してD.S.Cと称する)であり、超音波画像を得るには、まずD.S.C 1Aから送信タイミングパルス301を送付し、送信フォーカス回路2に導く。送信フォーカス回路2では内部の遅延線を利用して送信タイミングパルス301に遅延をかけ、数ナノ秒から数100ナノ秒の遅延時間を有する遅延送信タイミングパルス群302を作成する。この遅延時間は超音波を収束して焦点を結ばせる被検体の深度方向の焦点位置に応じてD.S.C 1Aの制御信号301Aにより制御される。遅延送信タイミングパルス群302におけるパルス数は、超音波探触子5において超音波を収束させるために同時に励振する素子数の2分の1ないしは端数を切り上げた整数になる。一例として超音波探触子5において13個の素子を励振する場合には、7個の遅延送信タイミングパルス

を必要とする。

この遅延送信タイミングパルス群302は、前段の選択器3に導かれる。この選択器3では7個の遅延パルスからなる遅延送信タイミングパルス群302を超音波探触子5の80個の素子をブロック中のどのブロックに加えるかについて、D.S.C 1Aからの制御信号301Bに基づいて決定する。以上のようにD.S.C 1A、送信フォーカス回路2、及び選択器3で超音波を特定の点に収束し、走査する。

選択器3から送出される13個の遅延送信タイミングパルスを含み、その他はパルスを発信しない80個の選択・遅延済の送信タイミングパルス303は、送信器4に導かれる。この送信器4において、80個の駆動素子の内の遅延送信タイミングパルス303の入力がある駆動素子13個だけが超音波振動子を励振し、超音波を出射するのに充分な超音波送信タイミングパルス電圧信号304を発生する。この超音波送信パルス電圧信号304により超音波探触子5内の超音波振動子を

励振し、超音波を発信する。

この超音波は被検体に打ち込まれてその被検体内の異物などで反射される。この反射波が再び超音波探触子5で受信されて、前置増幅器6に導かれ、80個の前置増幅器で増幅される。増幅された80個の増幅済の超音波受信信号305は後段の選択器7に送出される。

後段の選択器7で80個の増幅済の超音波受信信号305から特定の受信信号だけを選択するについては、走査方式によつて異なるが、ここでは送信時に80個のブロック中で送信を行つたブロックと同一のブロックの受信信号を選択する場合について述べる。80個の増幅済の超音波受信信号304中で、前段選択器3で選択された13個のブロックと同一の13個のブロックの受信信号をD.S.C 1Aの制御信号301Cにより選択し、後段の受信フォーカス回路8で左右同一遅延時間をかけるので7個の信号となる。この7個の選択・増幅済の超音波受信信号306は受信フォーカス回路8に導かれる。受信フォーカス回路8では、

通常は送信時の焦点の近傍に選ばれる特定の点からの受信信号のみを強調するように、前記の特定の点から反射されて13個のブロックで受信された上述の受信信号306に対して、前述の電子フォーカス・送信と同様に内部の遅延線を用いて最適な遅延時間を与えて位相合わせを行うという電子フォーカスをかける。その遅延時間はD.S.C 1Aの制御信号301Dにより制御される。電子フォーカスをかけられた選択・増幅済の受信信号306は加算されて1個の超音波受信信号307になり、受信フォーカス回路8からバンドパスフィルタ9に入力される。

被検体内での超音波は周波数と伝播距離に比例した減衰をするので、1個の超音波受信信号307の周波数成分の中心は超音波の反射位置が深くなればなるほど低周波帯に移行するので、S/N比が高く中心周波数が可変なバンドパスフィルタが必要とされる。このようなバンドパスフィルタ9によつて不要な周波数領域の成分を削除することによりS/N比が高められ、最適周波数成分が

取り出された周波数弁別済の超音波受信信号308は、タイムゲインコントロール（以下T.G.Cと略称する）回路10へ導かれ、超音波の被検体内での減衰率が超音波の反射位置の深度と周波数に比例するという関係を利用して、反射位置の深度に応じた増幅率で増幅することにより反射深度に対する受信信号の減衰を補正する。

このようなT.G.Cと称される補正を行つた後の電気信号309は信号強度の最大と最小との比率であるダイナミックレンジが広いので、対数演算回路11によりそのダイナミックレンジを圧縮して圧縮済の電気信号310として出力する。次に、この電気信号310は輪郭強調回路12において断面画像の輪郭が強調されるように変換される。輪郭強調回路12の出力信号としての電気信号311は所定の時間間隔でサンプリングされてA/D変換器13でデジタル値に変換され、図示しないD.S.C 1A内のイメージメモリーに一旦記憶されるとともにD.S.C 1Aで必要な画像処理をした後、画像表示手段としてのモニターテ

レビ14に送られ、断面画像が表示される。

更に、超音波診断装置の走査方式の一つである電子リニア式の場合について詳しく説明する。

第6図に上述の超音波探触子5の超音波アレイ探触子を示す。超音波探触子5からの超音波の発信は数10個の超音波振動子ブロック15のブロックから行われる。この例では超音波の一走査ラインを得るのに13個の超音波振動子ブロック15を使用するものとし、その超音波の焦点をx点とすると、13個の超音波振動子ブロック15の⑦~①、②'~⑦'から出射された超音波が焦点x点で位相が合致し、干渉により互いに強め合うように超音波振動子ブロック15の⑦~①、②'~⑦'の送信タイミングを制御する。すなわち、焦点のx点から超音波振動子ブロック15の①までの距離と、そのx点から左右の超音波振動子ブロック15の⑦、⑦'までの距離には相違があるので、この距離の差を超音波が伝播する時間に相当する時間だけ超音波振動子ブロック15の①の超音波発信を超音波振動子ブロック15の⑦、

⑦'の超音波出射よりも遅らせて行うという発信タイミング制御を行う。その他の素子④~②、②'~④'についても同様に遅延時間を与えて発信する。

走査方式として前述のような超音波を平行に放射するリニア方式の他に、扇状に放射するコンベックス方式など数種の方式があり、これらは断層像を得る位置に応じて最適な方式を採用できるように選択できるようになっており、超音波探触子もそれぞれの走査方式ごとに異なったものを使用する。

第7図に第5図のバンドパスフィルタ9の中心周波数と深度との関係を示す。超音波振動子5は機械的Q値が一般に5と小さいので、超音波探触子5の超音波振動子ブロック15から発信される超音波は高帯域に及ぶが、被検体内での超音波の減衰率 $\gamma$ は $\gamma = 0.5 \text{ dB/MHz/cm}$ で表されるので、高周波成分の方が減衰が大きい。したがって、超音波探触子5で受信された超音波受信信号の中心周波数は浅いところでは高く深い所では低くな

り、そのため第7図に示す中心周波数移動カーブ16のように、バンドパスフィルタ9の中心周波数は焦点深度が大きくなるに比例して低周波側に移行し、受信超音波の周波数成分の特定の低周波に達し、それ以上の深度ではその特定の低周波数が中心周波数となる。

断層像の位置が被検体の表面に近いときは解像度の高い画像を得るために高い周波数を使用するのがよく、深い位置の断層像を得るときには超音波の被検体内での減衰を考慮して低い周波数の超音波が適当であり、このように断層像の位置によって異なった周波数の超音波を使用するので、このような場合にも周波数特性の異なる超音波探触子を用意しておいて最適なものを選択して使用する。

第8図は第5図のT.G.C回路10におけるT.G.Cカーブの特性を示す。被検体での減衰は前述の通り周波数に比例するので、T.G.C回路10ではバンドパスフィルタ9の中心周波数の深さに対する移動に合わせて、増幅率を変化させていく

必要がある。通常被検体の表面の近傍は反射波レベルが大きいので、特に強度を抑える必要がある。そのため、被検体の表面近傍では意図的に減衰をかけ、変曲点18以降の深い深度でゲインをゆるやかに補正して、第8図に示すような中折れ状のゲインカーブ17になる。

超音波診断装置では低級機か高級機かにより違いはあるが、走査方式によりリニア、コンベックス、セクタ、フェーズアレイのそれぞれの超音波探触子の一部または全部を使用することのできる機能を持っている。

従来の超音波診断装置に用いられる送受信回路の一例を第9図に示す。超音波の励振方法は以下に従って行なわれる。

- ① コンデンサ $C_1$ に抵抗 $R_2$ 、インダクタ $L_1$ を通じて電荷が蓄積され、コンデンサ $C_1$ の両端の電圧は+HVになる。
- ② 電界効果トランジスタ(FET)  $T_{r1}$ のGateに抵抗 $R_1$ を通じて送信タイミングパルスを加する。

- ③  $T_{r1}$  のドレイン／ソース ( Drain / Source ) 間が低抵抗となり、 $C_1$  の  $T_{r1}$  側が GND に接続される。
- ④  $C_1 \sim R_5$  ,  $L_1$  を通じて放電電流が供給される。
- ⑤  $T_{r1}$  の Gate に送信タイミングパルスが印加されなくなると、 $T_{r1}$  の Drain / Source が高抵抗となつて  $C_1$  の電荷の放電が停止する。
- ⑥  $L_1$  の電流は  $C_1$  に流れずに超音波探触子  $C_2$  , 同軸ケーブル  $C_3$  に供給され、 $L_1$  ,  $C_2 \parallel C_3$  で共振回路を構成し、 $R_5$  がダンピング抵抗として働く。

このようにして、従来の超音波診断装置では超音波振動子が励振される。

第9図の送受信回路における各部波形を第10図に示す。

〔発明が解決しようとする課題〕

従来の超音波診断装置の送受信回路においては、第10図に示すように送信電圧波形 ( C ) が尾を引くことによつて、超音波探触子が一度のみの励

ように、従来の送受信回路では送信波も受信波も尾引きしやすくなり、深さ分解能を劣化させる欠点があつた。

〔課題を解決するための手段〕

送信波の第1波後にインダクタの両端を低抵抗で短絡する第1のスイッチング手段と、受信時にはインダクタを受信系より開放する第2のスイッチング手段を設ける。

〔作用〕

送信波の第1波においては、インダクタによるサージ電圧を利用して送信用高圧電源の電位の2倍 ( 正、負で2倍 ) の振幅の送信波を得、送信波の1波後はインダクタに蓄積されたエネルギーを低抵抗に消費させることにより送信波の尾引きをなくした一放送信を可能とする一方、受信時には超音波探触子の有する周波数特性を劣化させることなく受信できるようにし、送受共に尾引きの少ない波形を形成する。

〔実施例〕

第1図はこの発明の実施例を示す回路である。

振でなく減衰状の散波励振を受ける。超音波診断装置の深さ分解能は、いかに受信波の尾引きが少ないか、すなわち受信波が1波だけなら他の波との分離も容易となり、1波分に相当する分解能が得られるのである。従つて、第9図の送受信回路では超音波探触子が減衰状の散波励振を受けるので、深さ方向の分解能が劣化していると言える。一方、受信中においては、第11図に示すように  $C_2 \parallel C_3$  ,  $L_1$  ,  $R_5$  による一種のダンピング抵抗付共振回路が形成される。この共振回路の周波数特性を第12図に示す。超音波探触子は通常、振動子に高ダンピングのパッキング材等が貼り付けられ、細いパルス幅が形成されるよう高帯域の周波数特性を有するように製作されている。この特性を示すのが、第12図である。こゝで、超音波探触子と共振回路系の総合特性を考えると、第12図に一点鎖線で示すようになる。この総合特性からわかるように、点線で示す超音波探触子の周波数特性に比べて総合特性の方が狭帯域となり、実時間波形では尾引きしやすい波形となる。この

これは、インダクタ  $L_1$  に対して並列に低抵抗  $R_4$  , スwitching素子  $T_{r2}$  , 及び  $T_{r2}$  が FET の場合は FET の保護用ダイオードによる逆電流の通過を阻止する逆電流阻止ダイオード  $D_3$  を直列にした回路を接続し、 $L_1$  と同軸ケーブル  $C_3$  との間にダイオード  $D_1$  ,  $D_2$  を逆並列接続した回路を挿入したものである。

第2図に第1図の回路の動作波形を示す。

受信状態 (  $t_R$  )

- ① コンデンサ  $C_1$  に抵抗  $R_2$  , インダクタ  $L_1$  を通じて電荷が蓄積され、コンデンサ  $C_1$  の両端の電圧は +HV になる。

送信状態 (  $t_X$  )

- ②  $T_{r1}$  の Gate に抵抗  $R_4$  を通じて送信タイミングパルスを印加する。送信タイミングパルス幅は、超音波探触子の公称中心周波数の半波長とする。
- ③  $T_{r1}$  の Drain / Source 間が低抵抗となり、 $C_1$  の  $T_{r1}$  側が GND に接続される。
- ④  $C_1 \sim R_5$  ,  $L_1$  を通じて放電電流が供給される。

- ⑤  $T_{r1}$  の Gate に送信タイミングパルスが印加されなくなり、 $T_{r1}$  の Drain/Source が高抵抗となつて  $C_1$  の電荷の放電が停止する。
- ⑥  $L_1$  の電流は  $C_1$  に流れずに超音波探触子  $C_2$ 、同軸ケーブル  $C_3$  に供給され、 $L_1$ 、 $C_2$ 、 $C_3$  で共振回路を構成し、 $R_5$  がダインピング抵抗として働く。
- ⑦ 送信タイミングパルス (a) の立ち上り、超音波探触子の公称中心周波数の1波長より若干手前で、 $T_{r2}$  の Gate に抵抗  $R_3$  を通じて短絡タイミングパルス (b) を印加する。
- ⑧  $T_{r2}$  の Drain/Source 間は抵抗となり、 $L_1$  に蓄えられているエネルギーは低抵抗  $R_4$  を通じて瞬時に放出される。このエネルギーが十分放出され、 $L_1$  の両端の電圧が2~3Vになるまで、短絡タイミングパルスは  $T_{r2}$  の Gate に印加される。従つて、送信波の1波長以上のリングングは非常に低いレベルとなる。なお、 $D_1$ 、 $D_2$  は  $L_1$  の両端の電圧がダイオードの順方向降下電圧以上の場合は短

絡状態となる。

受信状態 ( $t_R$ )

- ⑨ 受信状態では、e点での電位がd点での電位 (0V) に対して正負方向に  $D_1$ 、 $D_2$  の順方向降下電圧値以下であるので、 $D_1$ 、 $D_2$  はON状態とならず遮断状態となる。

従つて、受信時の等価回路は第3図のようになり、超音波探触子の容量  $C_2$  に同軸ケーブルの容量  $C_3$ 、ダインピング抵抗  $R_5$  が並列に接続された回路となり、共振回路は構成されない。

第4図にこの発明による受信回路を使用した時の受信時の周波数特性を示す。第12図と比較して探触子の周波数特性の殆んどが活かされ、総合特性が非常に改良されているのがわかる。従つて、送受共に放電の少ない送信波、受信波が得られるのである。

〔発明の効果〕

この発明によれば、送信時には第1スイッチング手段によりインダクタに蓄積されたエネルギーを低抵抗にて消費させ、受信時には第2スイッ

ング手段にてインダクタを超音波探触子から分離するようにしたので、超音波画像の深さ分解能が向上し、きめの細かい画像を得ることが可能で、このことは実験的にも確かめられている。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図はこの発明の実施例を示す回路図、第2図はその動作を説明するための波形図、第3図は第1図の受信時における等価回路図、第4図は第3図に示す回路の周波数特性を示すグラフ、第5図は超音波診断装置の一般的な例を示すブロック図、第6図は超音波アレイ探触子を示す概略図、第7図は第5図に示すバンドパスフィルタの周波数と深度との関係を示すグラフ、第8図は第5図に示すタイムコントロール回路の特性を示すグラフ、第9図は送受信回路の従来例を示す回路図、第10図は第9図の各部動作を説明するための波形図、第11図は第9図の受信時における等価回路図、第12図は第11図に示す回路の周波数特性を示すグラフである。

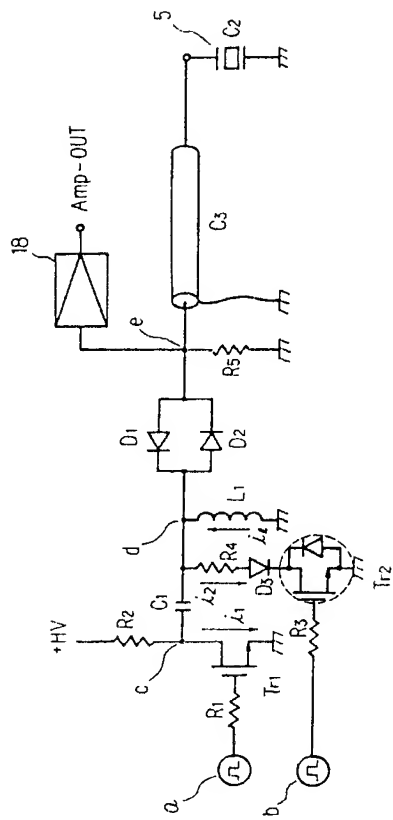
符号説明

1 A …… デジタルスキャンコンバータ、2 …… 送信フォーカス回路、3、7 …… 選択器、4 …… 送信器、5 …… 超音波探触子、6、18 …… 前置増幅器、8 …… 受信フォーカス回路、9 …… バンドパスフィルタ、10 …… タイムゲインコントロール回路、11 …… 対数演算回路、12 …… 輪郭強調回路、13 …… A/D変換器、14 …… モニターテレビ。

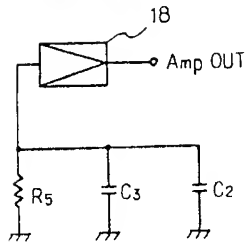
代理人 弁理士 並 木 昭 夫

代理人 弁理士 松 崎 清

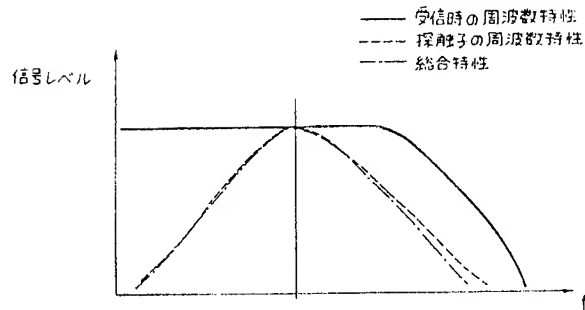
第 1 図



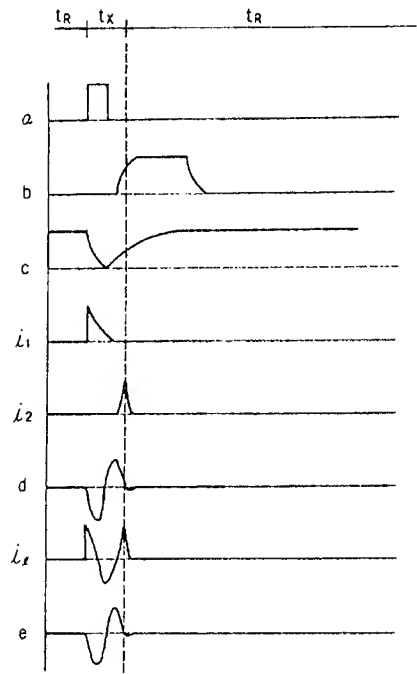
第 3 図



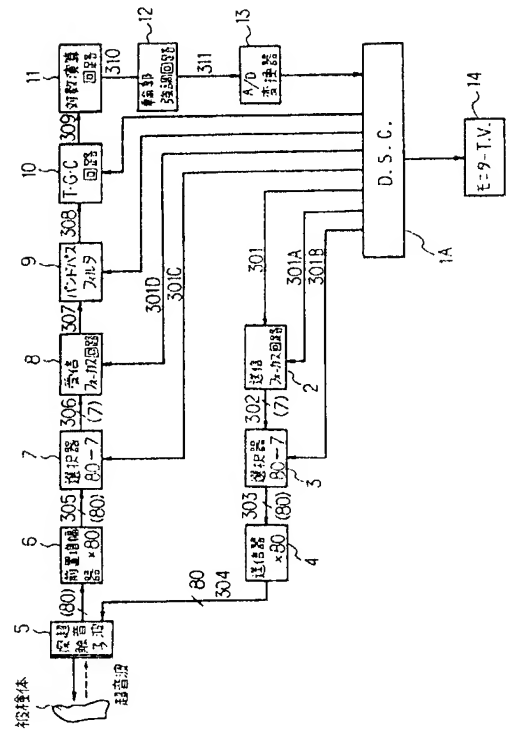
第 4 図



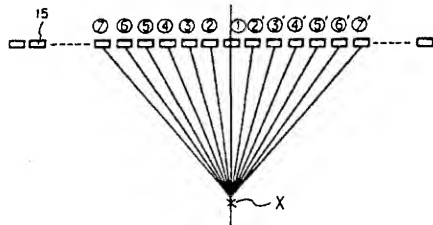
第 2 図



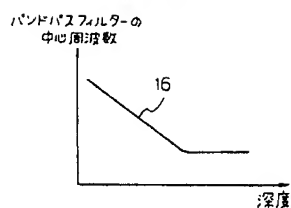
第 5 図



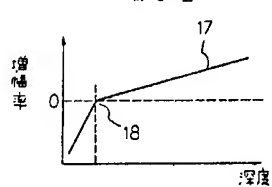
第 6 図



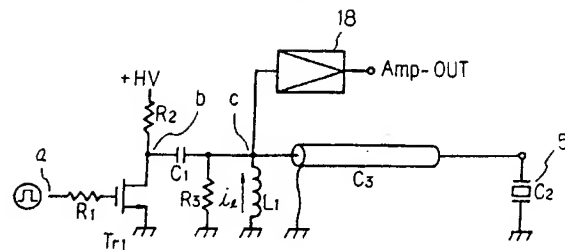
第 7 図



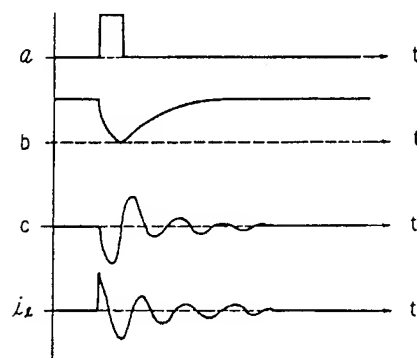
第 8 図



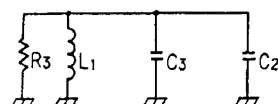
第 9 図



第 10 図



第 11 図



第 12 図

